

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 1)

(11) 特許番号

特許第3049607号

(P3049607)

(45) 発行日 平成12年 6 月 5 日 (2000. 6. 5)

(24) 登録日 平成12年 3 月31日 (2000. 3. 31)

(51) Int.Cl.⁷

識別記号

F I

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

3 7 0

3 9 0

請求項の数 8 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願平11-28468

(22) 出願日 平成11年 2 月 5 日 (1999. 2. 5)

審査請求日 平成11年 2 月 5 日 (1999. 2. 5)

(73) 特許権者 590002404

技術研究組合医療福祉機器研究所

東京都港区芝公園 3 丁目 5 番 8 号

(72) 発明者 越智 久晃

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社 日立製作所 中央研究所内

(72) 発明者 谷口 陽

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社 日立製作所 中央研究所内

(72) 発明者 塚田 啓二

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社 日立製作所 中央研究所内

(74) 代理人 100066979

弁理士 鶴沼 辰之

審査官 松本 征二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 静磁場空間に置かれた被写体に励起用 R F パルスと傾斜磁場とを印加して、前記被写体内に生じる磁気共鳴に伴うエコー信号を収集する一連の手順を制御するシーケンス制御手段と、前記エコー信号を検波して得られる信号に基づいて画像を再構成する画像再構成手段と、該画像を表示するディスプレイとを備えてなる磁気共鳴撮影装置において、前記シーケンス制御手段は、同じサイズの視野を有する複数の画像を少なくとも一定期間連続して撮影し、該複数の画像を連続して前記ディスプレイに表示するとともに、前記複数の画像の画素数を前記被写体内に挿入される手術用具の移動速度に応じて変えることを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

【請求項 2】 前記被写体内に挿入される手術用具は、

手術用カテーテル、内視鏡、生検の道具のいずれか 1 つであることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 3】 前記手術用具の移動速度が速くなるにつれて、段階的に画像の画素数を減らすことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 4】 前記手術用具の位置を検出する位置検出手段を備え、前記シーケンス制御手段は、前記位置検出手段により検出された前記手術用具の位置の移動量に応じて、前記手術用具の移動速度を認識することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 5】 被検体が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間に互いに直交する 3 軸方向の傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、前記空間

にRFパルスを発生するRFパルス発生手段と、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を検出する信号検出手段と、該信号検出手段により得られた磁気共鳴信号を処理して画像を再構成する画像再構成手段と、該画像再構成手段により再構成される画像データを記憶する記憶手段と、前記画像再構成手段により再構成される画像を表示するディスプレイと、前記各手段を制御するシーケンス制御手段と、前記被写体内に挿入された手術用具の位置を検出する位置検出手段とを備え、

前記シーケンス制御手段は、前記傾斜磁場発生手段と前記RFパルス発生手段とを制御して、前記被検体に直交3軸方向の傾斜磁場のうち第1軸方向の傾斜磁場と前記RFパルスとを同一時に印加して前記被検体を励起させ、該励起された前記被検体に前記直交3軸方向の傾斜磁場のうちの残りの2軸の傾斜磁場を位相エンコード用及びリードアウト用として印加し、前記信号検出手段を制御して前記被検体から発生する磁気共鳴信号を検出させるシーケンス制御を、前記位相エンコード用の傾斜磁場の強度を変化させて位相エンコード情報をずらしながら2次元画像の撮影シーケンスを繰り返し実行するものとし、該撮影シーケンスの繰り返しの度に、前記位置検出手段により検出された手術用具位置の検出信号に基づいて得られる前記手術用具の移動速度に応じて、次の撮影シーケンス実行時の前記2次元画像に係る画素数を変更することを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

【請求項6】 前記シーケンス制御手段は、前記画素数の変更を、前記撮影シーケンスの1回の実行時の位相エンコード情報数と前記磁気共鳴信号のサンプリング周期の少なくとも一方を変更することにより行うことを特徴とする請求項5に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項7】 前記シーケンス制御手段は、前記撮影シーケンスを繰り返し実行する度に求められる前記手術用具の移動速度を設定値とを比較し、設定値を超えているときは設定された最小画素数に従って次の撮影シーケンスを実行し、設定値以下のときは今回実行した撮影シーケンスに係る位相エンコード情報と同数で、かつ異なる位相エンコード情報を付与して次の撮影シーケンスを実行するものとし、複数回の撮影シーケンスにより得られた位相エンコード情報が異なる画像データを用いて前記画像再構成手段に画像再構成をさせることを特徴とする請求項5又は6に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項8】 前記複数回の撮影シーケンスの実行により得られた画像を、事前に撮影した前記被写体の広視野あるいは高空間分解能あるいは3次元の画像に重ね合わせて前記ディスプレイに表示することを特徴とする請求項5乃至7のいずれかに記載の磁気共鳴撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、磁気共鳴撮影(MRI: Magnetic Resonance Imaging)装置に係り、具体

的には、手術を行う者(施術者)を支援する磁気共鳴撮影装置に関する。

【0002】

【従来の技術】MRI装置は、生体を撮影した画像の組織コントラスト分解能が高く、また任意の断層像が得られ、X線の影響がないことなどの特徴がある。この特徴を生かして、撮影した画像による診断だけでなく、生検のガイド手段、治療のモニター、内視鏡やカテーテルの操作ガイド手段などに応用する試みがインターベンショナル(interventional) MRI装置として注目されている。

【0003】このように手術のガイド手段としてMRI装置を用いる場合の例としては、内視鏡やカテーテルに磁気共鳴信号を検出するための小型コイルを取り付けることが知られている。そして、例えば、特開平5-293094号公報には、水又は油を充填したマーカをカテーテルに一体に取り付け、これにより小型コイルの位置をMR画像にわかり易く表示する技術が記載されている。インターベンショナルMRIでは、医師が体内に挿入するカテーテル等の手術用具の位置や動き等を、MR画像を観察しながら導入していく。この場合、MRI装置は、同じサイズの視野を有するMR画像を連続して撮影していき、それら複数の画像を順にディスプレイに表示する。その画像を観察することにより、医師は手術中の生体内の様子を把握することができる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記従来技術は、施術者がカテーテルを移動する手術操作の速度とMR画像の動き及び解像度とを整合、ないしは調和させることについて配慮していないことから、次のような問題がある。

【0005】すなわち、従来のインターベンショナルMRI技術では、カテーテルの動きとは無関係に、同じ画素数、同じ撮影時間(周期)で繰り返し撮影を行ってきた。このため、高空間分解能画像を数秒かけて撮影している場合、太い直線的な血管部分でカテーテル等の動きを速くすると、画像にアーチファクトが発生するという問題点があった。また、血管の分岐点等でカテーテル等の動きが遅いところでは、もっと細部が見たいと術者が思ったとしても、同じ情報量の画像が繰り返し更新されるだけで、画像の情報量が増えないという問題があった。

【0006】つまり、MR撮影の手順は、一般に、静磁場内に置かれた生体に撮影断面を選択するスライス方向の傾斜磁場を印可しながら、高周波磁場パルス(RFパルス)を印可して撮影断面を含む一定のスライス領域の原子核を励起させ、さらに位相エンコード方向の傾斜磁場とリードアウト方向の傾斜磁場を印可して位置情報を付与した後、リードアウト方向の傾斜磁場の極性を反転して、磁気共鳴信号(エコー信号)を発生させ、その

エコー信号をサンプリングしてA/D変換した後、2次元フーリエ変換してスライス領域の断層画像を再構成する。

【0007】ここで、MR画像のリードアウト方向の視野の大きさは、A/D変換時のサンプリング間隔とリードアウト傾斜磁場の強度によって決まる。すなわち、リードアウト方向の視野は、リードアウト傾斜磁場強度とサンプリング間隔の積に反比例し、例えば、リードアウト傾斜磁場強度が0.015テスラ/メートル、サンプリング間隔が40マイクロ秒の時、リードアウト方向の画像視野は約39ミリメートルである。また、画像の画素数は、サンプリング点数と一致するため、空間分解能は視野をサンプリング点数で割った値となる。例えば、リードアウト方向の画像視野39ミリメートルでサンプリング点数が256の場合、空間分解能は $39/256 \approx 0.15$ ミリメートルとなる。ここで、サンプリング間隔が40マイクロ秒で256点サンプリングするので、サンプリングに要する時間は約10ミリ秒になる。

【0008】そして、2次元画像を得るために、上述した撮影手順を、位相エンコード傾斜磁場の強度を一定値だけ変化させながら、位相エンコード方向の所望の画素数と同じ回数（エンコード回数）だけ繰り返す。この繰り返しの間隔はTr時間と呼ばれる。例えば、Trが20ミリ秒で、位相エンコード方向の画素数が256の場合、撮影に要する時間は $0.02 \times 256 \approx 5$ 秒となる。このようにして得られた位相エンコード数に対応した個数のエコー信号を2次元逆フーリエ変換すると、所望のスライスの2次元像が得られる。ここで、位相エンコード方向の画素数を減らせば、撮影に要する時間も減るが、位相エンコード方向の画素サイズが大きくなるので、空間分解能が劣化する。なお、スライス方向にスライス位置を一定値ずらしながら複数のスライスを撮影することをマルチスライス撮影と呼び、3次元情報を得ることができる。

【0009】ここで、例えば、カテーテルの先端に取り付けられた小型コイルを信号検出コイルとして用い、カテーテル先端近傍の生体を撮影して、血管内にカテーテルを挿入するときのガイドを行う場合について検討する。上述したように、リードアウト傾斜磁場強度が0.015テスラ/メートル、視野が39ミリメートル、画素数が 256×256 、Trが20ミリ秒の条件で2次元画像を撮影する場合、前述したように撮影時間は5秒必要である。したがって、手術支援として用いるカテーテル先端近傍のMR画像は、最短でも5秒に一度しか更新されないことになる。そのため、撮影している5秒間にカテーテルを医師が大きく動かすと、アーチファクト（偽像）が発生する。この場合、医師は5秒に一回更新されるMR画像を見ながら、5秒に一回、少しづつカテーテルを移動しなければならないという操作上の制約を受ける。このような操作上の時間的な制約は、医師が手術をする上では

好ましいものではない。

【0010】そこで、操作上の時間的な制約を少なくするため、画素数を減らすことが考えられる。例えば、リードアウト傾斜磁場強度が0.015テスラ/メートル、視野が39ミリメートル、画素数が 256×8 、Trが20ミリ秒の条件で撮影した場合、撮影時間は0.16秒となる。すなわち、位相エンコード方向の画素数を256から8に減らすことにより、MR画像を最短で $20 \times 8 \approx 0.16$ 秒に一度更新することができる。この場合、撮影時間が短いため、医師が普通にカテーテルを動かし続けてもアーチファクトはほとんど気にならない程度であり、医師が手術をする上で時間的な制約はほとんど無い。しかしながら、位相エンコード方向の画素数を8に減らしたために、同方向の空間分解能は $39/8 \approx 4.9$ ミリメートルになるから、血管の分岐点など構造が複雑な部分の形状認識が困難になるという問題がある。

【0011】本発明は、施術者の手術の動きに応じてMR画像の動きや解像度などの情報量を変更することを解決すべき課題とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】まず、上記課題を解決する手段の原理について説明する。理解を容易にするために自動車を運転しているときを例に説明する。自動車の運転時を連想してみると、道路上の障害物や道路のカーブの急峻さに応じて、運転に必要な視覚情報量が異なることが分かる。例えば、障害物が少なく直線の高速道路等では運転に必要な視覚情報量は少なく、結果として速度を上げることができる。反対に、障害物の多い道や曲がり角では運転に必要な視覚情報量が多く、必要な視覚情報を獲得するためにゆっくり走る必要がある。

【0013】本発明に係るインターベンショナルMRI技術も同様であり、カテーテル等の手術用具を生体内に挿入する操作に必要な視覚情報量については、太い直線的な血管部分では比較的視覚情報量が少なく、よいため手術用具の移動速度を上げることができるし、血管の分岐点等では細かい血管内の構造を良く観察しながら移動させる必要があるため、ゆっくりと動かして視覚情報量を多くする必要がある。

【0014】このような現象に鑑み、本発明の磁気共鳴撮影装置は、静磁場空間に置かれた被写体に励起用RFパルスと傾斜磁場とを印加して、被写体内に生じる磁気共鳴に伴うエコー信号（磁気共鳴信号）を収集する一連の手順を制御するシーケンス制御手段と、エコー信号を検波して得られる信号に基づいて画像を再構成する画像再構成手段と、その画像を表示するディスプレイとを備えてなり、シーケンス制御手段は、同じサイズの視野を有する複数の画像を少なくとも一定期間連続して撮影し、その複数の画像を連続してディスプレイに表示するとともに、その複数の画像の画素数を被写体内に挿入される手術用具の移動速度に応じて変えるようにしたこと

を特徴とする。

【0015】ここで、被写体内に挿入される手術用具は、手術用カテーテル、内視鏡、生検の道具のいずれか1つである。また、手術用具の移動速度が速くなるにつれて、段階的に画像の画素数を減らすようにすることができる。この場合において、手術用具の位置を検出する位置検出手段を設けることにより、シーケンス制御手段は、その位置検出手段により検出された手術用具の位置の移動量に応じて、手術用具の移動速度を認識するようにすることができる。

【0016】さらに具体的には、被検体が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間に互いに直交する3軸方向の傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、前記空間にRFパルスを発生するRFパルス発生手段と、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を検出する信号検出手段と、該信号検出手段により得られた磁気共鳴信号を処理して画像を再構成する画像再構成手段と、該画像再構成手段により再構成される画像データを記憶する記憶手段と、前記画像再構成手段により再構成される画像を表示するディスプレイと、前記各手段を制御するシーケンス制御手段と、前記被写体内に挿入された手術用具の位置を検出する位置検出手段とを備え、前記シーケンス制御手段は、前記傾斜磁場発生手段と前記RFパルス発生手段とを制御して、前記被検体に直交3軸方向の傾斜磁場のうち第1軸方向の傾斜磁場と前記RFパルスとを同一時に印加して前記被検体を励起させ、該励起された前記被検体に前記直交3軸方向の傾斜磁場のうちの残りの2軸の傾斜磁場を位相エンコード用及びリードアウト用として印加し、前記信号検出手段を制御して前記被検体から発生する磁気共鳴信号を検出させるシーケンス制御を、前記位相エンコード用の傾斜磁場の強度を変化させて位相エンコード情報をずらしながら2次元画像の撮影シーケンスを繰り返し実行するものとし、該撮影シーケンスの繰り返しの度に、前記位置検出手段により検出された手術用具位置の検出信号に基づいて得られる前記手術用具の移動速度に応じて、次の撮影シーケンス実行時の前記2次元画像に係る画素数を変更するようにすることができる。

【0017】この場合において、シーケンス制御手段は、画素数の変更を、撮影シーケンスの1回の実行時の位相エンコード情報数と前記磁気共鳴信号のサンプリング周期の少なくとも一方を変更することにより行うことができる。また、シーケンス制御手段は、撮影シーケンスを繰り返し実行する度に求められる手術用具の移動速度を設定値とを比較し、設定値を超えているときは設定された最小画素数に従って次の撮影シーケンスを実行し、設定値以下のときは今回実行した撮影シーケンスに係る位相エンコード情報と同数で、かつ異なる位相エンコード情報を付与して次の撮影シーケンスを実行するものとし、複数回の撮影シーケンスにより得られた位相

エンコード情報が異なる画像データを用いて前記画像再構成手段に画像再構成をさせるようにしてもよい。

【0018】さらに、複数回の撮影シーケンスの実行により得られた画像を、事前に撮影した被写体の広視野あるいは高空間分解能あるいは3次元の画像に重ね合わせてディスプレイに表示することにより、さらに使い勝手を向上することができる。

【0019】

【発明の実施の形態】以下、本発明を実施の形態に基づいて説明する。図1に本発明の磁気共鳴撮影装置(MRI装置)の特徴部に係る一実施の形態の撮影シーケンス手順を示し、図2に本発明のMRI装置の一実施の形態の全体構成図を示し、図3に本発明が適用する撮影シーケンスの一例を示す。

【0020】MTI装置は、磁気共鳴を利用して被写体である生体の断層像を撮影する計測装置であり、図2に示すように、静磁場を発生する手段としてのマグネット101、傾斜磁場を発生する手段としてのコイル102、シーケンス制御手段としてのシーケンサ104、傾斜磁場電源105、高周波磁場パルス(RFパルス)を発生する手段としての高周波磁場発生器106、RFパルスを被写体に印可するとともに、被写体から発生する磁気共鳴信号を検出するプローブ107等を含んで構成されている。一般に、コイル102は、互いに直交するの3軸の傾斜磁場コイルから構成される。また、プローブ107は被写体103の内部に挿入される場合もある。シーケンサ104は、傾斜磁場電源105と高周波磁場発生器106に命令を送り、それぞれコイル102及びプローブ107より傾斜磁場及びRFパルス発生させる。通常、RFパルスは、高周波磁場発生器106の出力をRFパワーアンプ115により増幅し、プローブ107を通じて被写体103に印加される。被写体103から発生した信号はプローブ107により受波され、フィルタ117を介して受信器108に入力されて検波が行われる。検波の基準とする磁気共鳴周波数は、シーケンサ104によりフィルタ117にセットされる。検波された信号は計算機109に送られ、ここでA/D変換されて画像再構成等の演算処理が行われる。結果はディスプレイ110に表示される。必要に応じて、記憶媒体111に画像信号や測定条件を記憶させる。被写体103は、マグネット101及びコイル102により形成された磁場内に設置される。また、静磁場均一度を調整する必要があるときは、シムコイル112が用いられる。シムコイル112は複数のチャネルからなり、シム電源113により電流が供給される。静磁場均一度の調整時には、各コイルに流れる電流をシーケンサ104により制御する。シーケンサ104は、シム電源113に命令を送り、静磁場不均一を補正するような付加的な磁場をコイル112より発生させる。なお、シーケンサ104は通常、予めプログラムされたタイミング、強度で

各装置が動作するように制御を行う。このプログラムのうち、特にRFパルス、傾斜磁場、エコー受信のタイミングや強度を記述したものは撮影シーケンスと呼ばれている。

【0021】以上説明した構成は、一般のMRI装置の構成であり、本実施形態では、本発明の特徴に係るカテーテル等の手術用具の位置検知システム119が備えられており、これにより例えば一定時間おきにカテーテル等の位置を検知する。カテーテル等の位置を検知する方法としては、公知の方法を採用して実現できる。例えば、特開平5-293094号公報に開示されているものによれば、カテーテルの先端付近に水や油を充填したマーカを設けておくと、そのマーカがMR画像に黒色の映像として識別可能に表示される。そして、計算機109によりマーカの位置を画像から検出し、その位置の移動量（移動距離）を計測して、時間で割ればカテーテル等の移動速度を求めることができる。また、カテーテルの先端付近に加速度計を設けておき、加速度と質量からカテーテルに作用する力を求め、その力に基づいてカテーテル等の移動速度を計算することもできる。この場合は位置検知システム119の出力を計算機109に送り、カテーテル等の移動速度を求める。

【0022】図3に、撮影シーケンスの一例を示す。図において、横軸は時間を、縦軸は上から順に、RFパルス、リードアウト方向の傾斜磁場 G_r 、位相エンコード方向の傾斜磁場 G_e 、スライス方向の傾斜磁場 G_s 、エコー信号Echoの強度を表している。撮影シーケンスは、図示のように、励起RFパルス1とスライス傾斜磁場4とを同一時に印可して、被写体の所望のスライス領域に対応した部位の原子核を励起する。次に、位相エンコード方向の傾斜磁場3とリードアウト方向の傾斜磁場2を印可し、次いでリードアウト方向の傾斜磁場2の極性を負から正に反転させると、エコー信号6が発生する。このエコー信号6は、プローブ107で検出され、フィルタ117を介して受信機108で検波される。そして、検波して得られた波形信号は計算機109に入力される。計算機109は、入力されるエコー信号をサンプリングしてA/D変換した後、2次元フーリエ変換してスライス領域の断層画像を再構成し、ディスプレイ110に表示するようになっている。

【0023】次に、図1を参照して、本発明の特徴に係るインターベンショナルMRIの撮影制御及び撮影シーケンスの手順を説明する。図1は、図3に示した撮影シーケンスを基本とし、カテーテル等の手術用具の動きに応じてMR画像の画素数を変化させることにより、手術者の操作に合わせて適切な画像情報を撮影するようにしたものである。まず、前提条件として、リードアウト傾斜磁場強度が0.015テスラ/メートル、視野が39ミリメートル、 T_r が20ミリ秒で撮影するものとする。画素数は、カテーテルの速度に応じて、 256×8 、 256×16 、 256×32 、 256×64 、 256×128 、 256×256 の6段階に変化させることとする。

【0024】まず、図1の処理21-1に記述しているように、位相エンコード方向の傾斜磁場3を8段階の異なる強度に変化させながら図3の撮影シーケンスを8回実行し、8エンコード分の計測データ（エコー信号）を収集する。この収集に必要な時間は前述したように、 T_r が20秒として、 $0.02 \times 8 = 0.16$ 秒である。このときの位相エンコード方向の傾斜磁場強度の変化の一例を、図4の(a)に示す。なお、図4(a)の傾斜磁場の強度は、k空間の低周波域に対応する。次に、処理22-1に記述しているように、計算機109により計測データを2次元逆フーリエ変換することによって得られる画素数 256×8 の画像をディスプレイ110に表示する。この処理22-1と並行して、処理20で、位置検知システム119の出力からデータ収集中のカテーテルの移動量が予め定めた一定値以下かどうかを判定する。カテーテルの移動速度が大きく、移動量が一定値よりも大きい場合は処理21-1に戻り、再び8エンコード分の計測データを収集し、画素数 256×8 の画像をディスプレイに表示する。

【0025】一方、処理20の判断で、移動量が一定値以下の場合は処理21-2に進み、処理21-1で収集した前回の撮影シーケンスに係る8エンコード分の計測データとは位相エンコード量が異なる8エンコード分の計測データを収集する。このときの位相エンコード方向の傾斜磁場強度の変化の一例を、図4の(b)に示す。なお、図4(b)の傾斜磁場の強度は、図4(a)の例よりもk空間において高周波域側になる。次いで、処理22-2に記述しているように、処理21-1と処理21-2で収集した合わせて16エンコード分の計測データを2次元逆フーリエ変換することによって得られる画素数 256×16 の画像をディスプレイに表示する。すなわち、処理22-2で表示する画素数 256×16 の画像を再構成するためには、16エンコード分の計測データが必要であるが、低周波領域の8エンコード分の計測データは処理21-1で計測したものを利用し、処理21-2では残りの高周波領域8エンコード分の計測データを収集する。

【0026】処理22-2と並行して、データ収集中のカテーテルの移動量が予め定めた一定値以下かどうかを判定する（処理20）。カテーテルの移動速度が大きく、移動量が一定値よりも大きい場合は処理21-1にもどり、再び8エンコード分の計測データを収集して、画素数 256×8 の画像をディスプレイに表示する。一方、移動量が一定値以下の場合は処理21-3に進み、処理21-1と処理21-2で収集した16エンコード分の計測データとは位相エンコード量の異なる16エンコード分の計測データを収集する。そして、処理22-3に記述しているように、処理21-1と処理21-2と処理21-3で収集した合わせて32エンコード分の計測データを2次元逆フーリエ変換することによって得られる画素数 256×32 の画像をディスプレイに表

示する。すなわち、処理22-3で表示する画素数 256×32 の画像を再構成するためには、32エンコード分の計測データが必要であるが、低周波領域の16エンコード分の計測データは処理21-1と処理21-2で計測したものを利用し、処理21-3では残りの高周波領域16エンコード分の計測データを収集する。処理21-4から処理22-6までの処理についても、同様な手順なので説明を省略する。以上の手順により、施術者がカテーテルを速く動かしている場合は、0.16秒に一度ディスプレイ上で、画素数 256×8 の画像が更新される。一方、施術者が手を止めている場合は、0.16秒後に 256×8 画像が表示され、さらに0.16秒待つと 256×16 画像に更新され、さらに0.32秒待つと 256×32 画像に更新され、さらに0.64秒待つと 256×64 画像に更新され、というように、画像の空間分解能が次第に向上していく。

【0027】つまり、図1の撮影手順は、2次元画像の撮影シーケンスを繰り返し実行するたびに、位置検出手段である位置検知システム119により検出された手術用具位置の検出信号に基づいて得られる手術用具の移動速度に応じて、次の撮影シーケンス実行時の2次元画像に係る画素数を変更するようにしている。そして、その画素数の変更は、撮影シーケンスを繰り返し実行する度に求められる手術用具の移動速度を設定値とを比較し、設定値を超えているときは設定された最小画素数に従って次の撮影シーケンスを実行し、設定値以下のときは今回実行した撮影シーケンスに係る位相エンコード情報と同数で、かつ異なる位相エンコード情報を付与して次の撮影シーケンスを実行し、複数回の撮影シーケンスにより得られた位相エンコード情報が異なる画像データを用いて画像再構成手段である計算機109に画像再構成をさせるようにしているのである。

【0028】以上説明したように、図1の撮影手順によれば、カテーテル等の速度に応じて段階的にMR画像の画素数を変えることにより、インターベンショナルMRIの施術者は、太い直線的な血管部分ではアーチファクトを気にすることなくカテーテルの移動速度を上げることができる。また、血管の分岐点等ではカテーテルの動きを止めて細かい血管内の構造を良く観察することができる。すなわち、カテーテル等の動きの速い場面では撮影時間短縮によりアーチファクトが減り、カテーテル等の動きの遅い場面では画素数が増えることにより視覚情報が増える。

【0029】そして、5秒以上カテーテルの動きが一定値以下である場合、処理22-6で画素数 256×256 の画像が表示される。その後もカテーテルの動きが一定値以下である場合は、スライス位置をずらし、処理23に記述したようにマルチスライス撮影を行い、3次元情報を得ることもできる。もちろん、手術に3次元情報が必要でない場合は、さらにエンコード数を増やし、2次元画像の空間分解能を向上させても良い。

【0030】また、図1の実施の形態では、位相エンコード方向の画素数のみをカテーテル等の移動速度に応じて変化させているが、エコー信号のサンプリング周期を変更して、リードアウト方向のみの画素数をカテーテル等の移動速度に応じて変化させてもよい。あるいは、リードアウト方向と位相エンコード方向の両方の画素数をカテーテル等の速度に応じて変化させてもよい。

【0031】図5は、リードアウト方向と位相エンコード方向の両方の画素数をカテーテルの速度に応じて変化させたときの画像の変化を模式的に示したものである。つまり、図5(a)に示す太い直線的な血管部分41-1を撮影する場合は、図5(b)の画像41-3に示すように、画素数を少なくすることにより、カテーテルの移動速度を上げることができる。なお、図において矢印41-2、42-2は、カテーテルの先端位置の移動速度を大きさで模式的に示している。図5(a)に示す血管の分岐点42-1を撮影する場合は、カテーテルの移動速度を矢印42-2のように小さくして、同図(c)の画像42-3のように画素数を多くする。

【0032】また、図6に示すように、上記実施の形態で得られるMR画像を、手術前に撮影した同じ被写体の広視野・高空間分解能の2次元画像あるいは3次元画像に重ね合わせて、ディスプレイに表示すれば、手術中の体内の様子をよりよく把握することができる。例えば、手術前に撮影した視野312ミリメートル、画素数 512×512 の広視野のMR画像51に、上記実施の形態で撮影した視野39ミリメートルで画素数がカテーテルの移動速度に応じて6段階に変化するMR画像52を、位置を合わせて重ね合わせ表示する。これにより、カテーテルの動きに伴って視野39ミリメートルのMR画像52の位置が、視野312ミリメートルの広視野のMR画像51の上で動いて行くように表示される。

【0033】このような重ね合わせ表示により、カテーテル近傍の局所的な情報と、広い領域の形態情報をディスプレイに同時に表示できるという効果がある。また、視野39ミリメートルの画像をディスプレイいっぱいに表示したい場合もあるので、重ね合わせ表示と狭視野画像のみの表示とを、施術者の意志で切り替えられるようにすると一層よい。

【0034】本発明は、上述した実施の形態に限られるものではなく、要は、カテーテル等の手術用具の移動速度に応じて、MR画像の画素数を変えることにより、インターベンショナルMRIの施術者は、太い直線的な血管部分ではアーチファクトを気にすることなく手術用具の移動速度を上げることができ、また血管の分岐点等では手術用具の動きを止めて細かい血管内の構造を良く観察等することができるという効果がある。すなわち、カテーテル等の動きの速い場面では撮影時間短縮によりアーチファクトが減り、カテーテル等の動きの遅い場面では画素数が増えることにより視覚情報が増えるという効

果がある。

【0035】また、手術用具としては、カテーテル以外に、内視鏡、生検の道具にも適用できる。さらに、移動速度を検出するシステムとしては、すべてが機械化されている必要はなく、例えば施術者を補助するオペレータが、施術者の手元を見て、カテーテル等の移動速度を判定し、それにより計算機109を介して画素数を変更するようにしてもよい。

【0036】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、施術者の手術の動きに応じてMR画像の動きや解像度などの情報量を変更することができる。その結果、施術者はMR画像の視覚情報を見ながら違和感なく、手術を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施の形態の画像再構成の手順を示すフローチャートである。

【図2】本発明の磁気共鳴装置の一実施の形態の全体構成図である。

【図3】本発明に適用した撮影シーケンスの一例である。

【図4】位相エンコード方向の傾斜磁場の強度を変化させて位相エンコード方向の画素数を変化させる例を説明する図である。

【図5】リードアウト方向と位相エンコード方向の両方の画素数をカテーテルの移動速度に応じて変化させたときの画像の変化を模式的に示した図である。

【図6】手術前に撮影した同じ被写体の広視野・高空間分解能の2次元画像あるいは3次元画像に、図1の実施の形態で撮影される画像を重ね合わせて、ディスプレイ

に表示する例の説明図である。

【符号の説明】

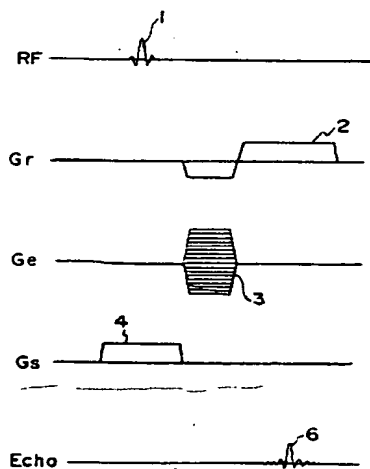
- 101 静磁場発生マグネット
- 102 傾斜磁場発生マグネット
- 103 被写体
- 104 シーケンサ
- 106 高周波磁場発生器
- 107 プローブ
- 108 受信器
- 109 計算機
- 110 ディスプレイ
- 111 記憶媒体
- 119 位置検知システム
- 1 励起RFパルス
- 2 リードアウト方向の傾斜磁場
- 3 位相エンコード方向の傾斜磁場
- 4 スライス方向の傾斜磁場
- 6 エコー信号

【要約】

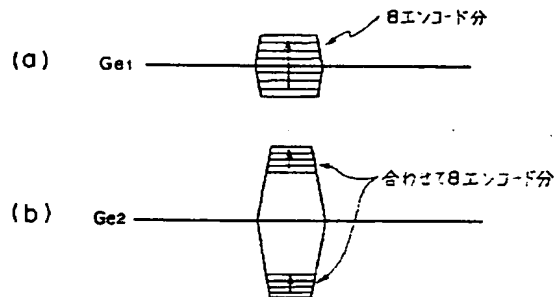
【課題】 施術者の手術の動きに応じてMR画像の動きや解像度などの情報量を変更する。

【解決手段】 同じサイズの視野を有する複数の画像を少なくとも一定期間連続して撮影し、その複数の画像を連続してディスプレイに表示するとともに、その複数の画像の画素数を被写体内に挿入される手術用具の移動速度に応じて変えるシーケンス制御手段を備えることにより、施術者の手術の動きに応じてMR画像の動きや解像度などの情報量を変更して、違和感なく手術を行うことができる。

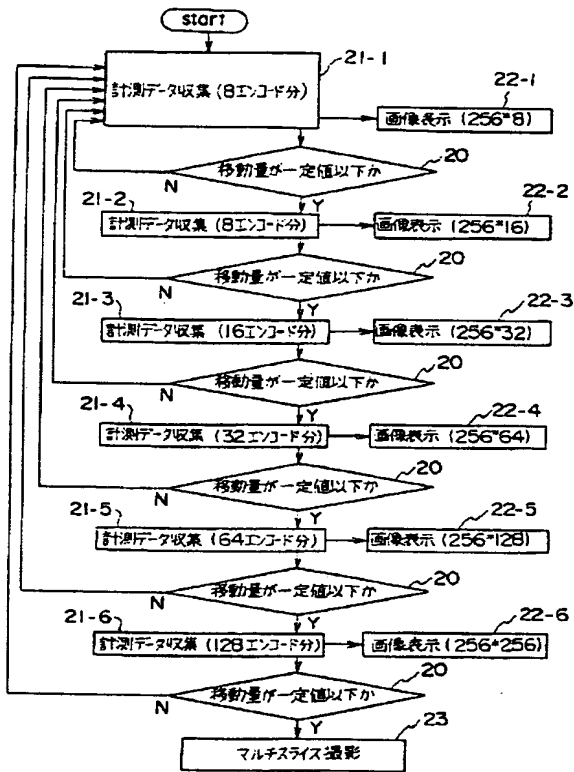
【図3】



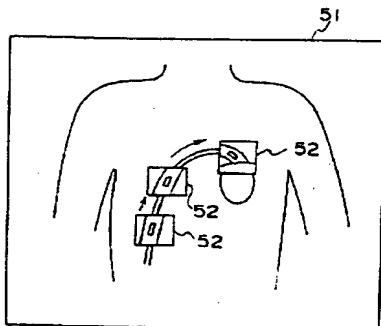
【図4】



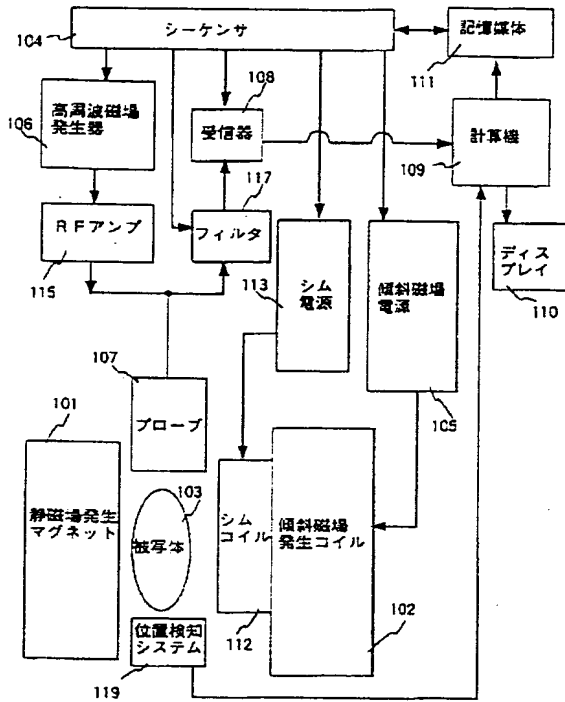
【図1】



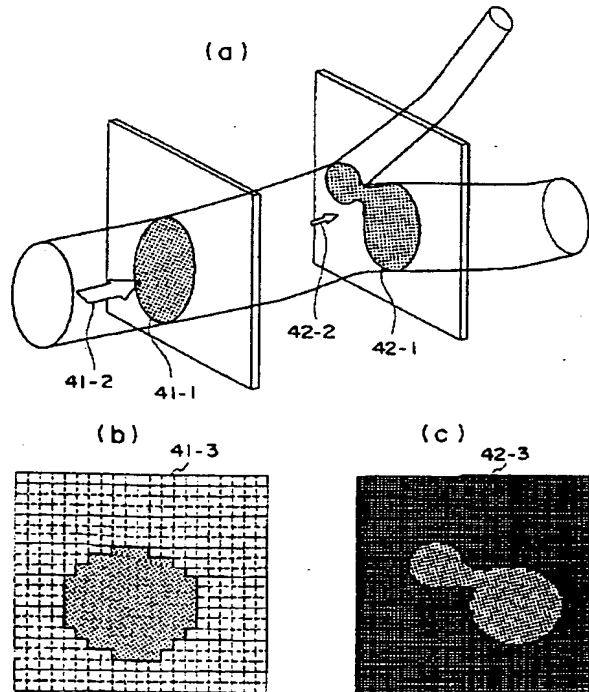
【図6】



【図2】



【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 清水 博道

東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社 日立メディコ内

(56)参考文献 特開 平6-14905 (JP, A)

特開 平7-23933 (JP, A)

特開 平9-122096 (JP, A)

(58)調査した分野(Int. Cl. 7, DB名)

A61B 5/055

THIS PAGE BLANK (USPTO)